



Quick Search

Advanced Search

Number Search

Last result

My patents list

Classification Search

Get assistance

Quick Help

- » Why are some tabs deactivated for certain documents?
- » Why does a list of documents with the heading "Also published as" sometimes appear, and what are these documents?
- » What does A1, A2, A3 and B stand for after an EP publication number in the "Also published as" list?
- » What is a cited document?
- » What are citing documents?
- » What information will I find if I click on the link "View all"?
- » What information will I find if I click on the link "View document in the European Register"?
- » Why do I sometimes find the abstract of a corresponding document?
- » Why isn't the abstract available for XP documents?

In my patents list | Print

Welcome to esp@cenet. If this is not your first visit and some time has passed, you may experience reduced navigation until you perform a search.

Bone screw.

Bibliographic data

Description

Claims

Mosaics

Original document

INPADOC legal status

Publication number: EP0491211 (A1)

Publication date: 1992-06-24

Inventor(s): FRIGG ROBERT [CH]; PERREN STEPHAN [CH]; ALLOEWEW MARTIN [CH]; Gisin PAUL [CH] +

Applicant(s): SYNTHES AG [CH] +

Classification:

- international: A61B17/58; A61B17/86; A61B17/58; A61B17/68; (IPC1-7) A61B17/58

- European: A61B17/86B2

Application number: EP19910120646 19911130

Priority number(s): DE19900017101U 19901219

[View INPADOC patent family](#)

[View list of citing documents](#)

[View document in the European Register](#)

Also published as:

- DE9017101 (U1)
- US5180382 (A)
- JP4295348 (A)
- CA2057957 (C)

Cited documents:

- US4463753 (A)
- WO9002526 (A1)
- EP0369266 (A2)
- SU1284533 (A1)

[View all](#)

[Report a data error here](#)

Abstract of EP 0491211 (A1)

[Translate this text](#)

The bone screw (1) has a screw head (2), a screw tip (11) and a shaft (5) provided with a thread (8,14). The threaded section (6,7) of the shaft (5) has at the head side an essentially cylindrical first shaft section (6) with the core diameter d1 (16) and at the tip side a second shaft section (7) which is connected to the first shaft section (6) and has a smaller core diameter d2 (17). The thread (8,14) in the two shaft sections (6,7) has the same pitch (10,12).

Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

The invention refers to a bone screw in accordance with the preamble of Claim 1.

Bone screws of the genus mentioned have in principle two indications.

The first indication concerns the support of two bone fragments in a pre-determined anatomical layer to each other, in the particular with the verkürzungs and Verlängerungsosteotomie. With this first indication the bone screw becomes alone used.

The second indication concerns the anchorage of external fixation elements in the bone, e.g. with the application of a Fixateur external in the osteosynthesis. With this second indication the bone screws, in form of a Schanz screw, become within a frame from or several longitudinal supports an used.

With the first indication, for example with underdeveloped bottom face of an patient becomes, e.g. by cleavage and fragment shift of the lower jaw an operative extension of the lower jaw desired, a normal tooth over bite the allowed. For this a Okklusionsschlüssel becomes inserted as guidance and position rail for the adjustment of the corpus and front segment of the jaw. The fragments become then with several in each case, preferably three course screws fixed.

With the use conventional bone screws pulling forces arise, which prevent an accurate keeping that to each other operative pre-determined anatomical layer of the pieces of bone. Simultaneous one e.g. is. with the correction of the lower jaw statement only the use of two held course screws on the course side of the Linea obliqua possible, whereby, the relative position of the fragments is applizierbar to each other better defining and simultaneous held third bone screw only marginal one. Thus e.g. is. with the Unterkieferosteotomie a stable layer of the pieces of fragment to each other not ensured. The same disadvantages known bone screws arise to natural also with other indications, with which two bone fragments mostly without direct physical contact fixed to become to each other to have.

With the second indication those becomes according to invention bone screw in form of a Schanz screw used, which serve the anchorage of the external fixation elements in the bone. The Schanz screws become introduced by small Stichinzisionen from the outside by the skin and by the soft parts in the bones. The thread of the Schanz screws prevented axial shifting the same in the bone drilling. At the normally smooth shaft of the Schanz screw the actual fixation element, the Fixateur external, becomes mounted. The main area of this second indication is that of the open fractures. These cannot become with an internal osteosynthesis supplied, since the Implantation would cause additional damage to the soft parts. A disadvantage of this known method is however the permanent connection of the bone with the "outside world", by transkutan the applied Schanz screws. Per prolonged these Schanz screws in the body to be left, all the higher is the risk of a so called "Pintrak infection". Such an infection becomes by those, not bottom voltage standing Schanz screws still amplified, since they cause a bone resorption by Mikrobewegungen. These loosening can lead in extreme cases to a Sequesterbildung. Clinical examinations have shown that a "Pintrak infection" would be very rare with good anchorage of the screw in the bone.

From the EP-A2 0,369,266 a bone screw similar type is already known, which exhibits a shoulder with corresponding diameter rise between its smooth shank part and its threaded portion, in order to be able to produce with the implantation in the tube bone a radial bias. Adverse one with this known bone screw is the introduction of the bolt shank extended in the diameter into the close Kortikalis of the tube bone. If the finallateral mounted thread in the Gegenkortikalis sufficient stop does not find, the anchorage is not enough to pull itself out around the conical extending bolt shank into the close Kortikalis. The thread is peeled off into such cases and it is not any longer possible to pivot the screw by axial pressure in the bones. An other problem with this known screw lies in the adherence to the hole diameter tolerance with the drilling of the close Kortikalis. If the drill does not become sufficient guided, develops a too large bore, who sufficient radial biased cannot become.

Here the invention wants to create remedy. The invention is the basis the object to create a bone screw of the initially mentioned type with the ensured safe for a first indication the fixation of two pieces of bone in an anatomical predetermined position over the durations of the healing process is and with the accurate controlled radial compression of the female bone tissue the bone screw fixed bottom for a second indication with only a drilling operation into an under-sized bore, without producing a bone injury, to be screwed in can, whereby also bottom additional, functional loads the radial press fit is maintained over the whole periphery.

With a preferred embodiment for the first indication (in accordance with the Fig. 1 - 3) the outer diameter of the ribs of the external thread of the second, front shaft portion is smaller as the core diameters of the first, rear shaft portion.

Because the bone screw exhibits two portions provided with a thread, which exhibit a different core diameter, is embodyable the screw in two pieces of fragment, which exhibit an opening also to the respective shank portion adapted diameter. , The anatomical distance of the two fragments pre-determined when screwing in from each other remains when screwing the bone screw obtained in. Thus a bone-free cavity existing between the pieces of bone becomes safe bridged. The transition region is preferably short or a same thread of the thread with this embodiment, which formed is appropriately cutting, so that the operating surgeon can use the bone screw after setting the necessary bore direct

Favourable way is between the two, a thread exhibiting shaft portions a transition region disposed, itself the preferably steady tapered, e.g. in form of a cone.

▲ top

With an other preferred embodiment for the second indication (in accordance with the Fig. 4/5) has the shaft an additional, head-laterally at its

portion provided with a thread subsequent, smooth, third shaft portion. With this embodiment the length of the transition region amounts to favourable-proves 3 to 7 mm, preferably 4 to 6 mm. Since the elongation at break of the bone with approximately 2 - 3% lie, the dimensions of the transition region should become with this embodiment in such a manner selected that the ratio $d1:d2/d2$ lies between 0,004 and 0,020, preferably between 0,008 and 0,012. Thus an optimum pressing of the bone material can become achieved.

The second, pointed-lateral shaft portion appropriately possesses a major diameter of thread D2, which corresponds to the diameter D5 of the third, head-lateral shaft portion.

In the other the screw point is preferably cutting formed, e.g. in form of a trocar or or several radial gumption slots distributed over the circumference. The thread of the bone screw is appropriately in such a manner dimensioned that the ratio lies between core diameters d2 and outer diameter D2 of the second shaft portion in the range between 0,89 and 0,95, preferably between 0,91 and 0,93.

In order to prevent that the simultaneous pointed-lateral portion of the threaded portion into the rear Kortikalis and transition portion into the front Kortikalis to the effect come, whereby one would lose the control when pivoting the bone screw is it favourably the transition region in a distance of 15 - 25 mm, preferably 18 - 22 mm of the screw point to attach, its length depends on the absolute dimensions of the bone screw and lies typically between 3 and 7 mm, preferably between 4 and 6 mm.

The length first shaft portion of the shaft depends likewise on the absolute dimensions of the bone screw and lies typically between 60 to 80 mm, preferably between 65 to 75 mm. The slope of the thread of the thread of the second shaft portion lies favourable-proves within the range of 1,5 to 2 mm, preferably between 1,7 to 1,8 mm.

By the embodiment in accordance with the Fig. 4 and 5 achieved advantages are to be seen essentially in the fact that becomes generated owing to the slight different dimensioning of the core diameter of the shaft portion provided with a thread a desired radial bias in the bone drilling, which remains at least partly maintaining with additional, functional loads of the bone screw according to invention, so that no loosening and thus conditional resorptions of the bone tissue arise; in the other only a single common drill must become used around the two-stage core of the threaded portion of the bone screw according to invention fixed with a radial bias to be able to pivot but without bone injury into the bone drilling. There the radial bias with the bone screw according to invention in form of an oversized thread performed becomes is their height accurate defined over the core diameter of the thread.

Subsequent ones become embodiments of the invention on the basis the drawing more near explained.

Show:

Fig. 1 a side view of a bone screw;

Fig. 2 a bottom view on the bone screw after Fig. 1;

Fig. 3 a plan view on the bone screw after Fig. 1;

Fig. 4 a longitudinal section by preferred embodiment of the bone screw according to invention; and

Fig. 5 a longitudinal section by the bone screw in accordance with Fig. 4 implanted in a tube bone. 4

The Fig. 1 points schematic in a side view a bone screw 1 to the fixation of two bone fragments. The bone screw 1 can in particular with the operative extension or shortening e.g. the lower jaw or with the extension of limb inserted become. The bone screw 1 has a screw head 2, which exhibits rounded corners 3 in an advantageous embodiment. Furthermore a female hexagon 4 is provided in the screw head 2, into which the operating physician can insert a tool to the tight fixation of the bone screw 1.

The bone screw 1 has a shaft 5, which exhibits two shaft portions 6 and 7. That direct first shaft portion 6 subsequent to the screw head 2 is essentially circular cylindrical with a constant core diameter d1 16 designed. The core diameter d1 16 of the first shaft portion 6 e.g. amounts to with the bone screw planned for a Kieferosteotomie 1,9 millimeters. The shaft portion 6 has 8 with uniform thread 10 an external thread. In the Fig. 1 with three turns represented external threads 8 of the shaft portion 6 can also cover 1 for other applications variety of turns with bone screws.

The circular cylindrical, second shaft portion 7 subsequent to the first shaft portion 6 has an essentially constant core diameter d2 17. The second, 11 shaft portion 7 reaching up to the bolt end exhibits a smaller core diameter d2 17 than the core diameter d1 16 of the first shaft portion 6. The core diameter d2 17 of the second shaft portion 7 e.g. amounts to with an use of the bone screw 1 in the Kieferosteotomie, 6 millimeters and is smaller thereby around third as the core diameters d1 16 of the first shaft portion 6.

The second shaft portion 7 has an external thread 14, which can more or less order 7 over as the five represented turns 14 with uniform thread 12 depending upon length of the second shaft portion. In particular the core diameter d2 17 of the second shaft portion 7 is smaller together with the ribs of the external thread 14 as the pure core diameters d1 16 of the first shaft portion 6, so that the second shaft portion is pass throughable 7 without contact of drilling walls by a bore planned for the first shaft portion 6 in a bone fragment.

The thread 12 of the external thread 14 of the second shaft portion 7 is the same thread 10 of the first shaft portion 6. The transition region 13 between first and the second shaft portion 6, and/or one exhibits 7 if possible small height, which favourable-proves the bottom height of a thread 10 or 12 lies.

In the following an operative engagement with an use of bone screws becomes 1 in accordance with Fig. 1 with a Osteotomie for lower jaw extension described. In such an operation the bone of the lower jaw becomes reciprocally cleaved. Subsequent one brings the operating surgeon into both pieces of bone of the corpus and the front fragment in each case two or three bores with one another, their axes with anatomical proper storage of the bone fragments aligning. This leads cavity between the bone fragments, which can be bridged, to one among themselves.

Each other associated bores become in such a manner designed that they exhibit different diameters. The front bore has a larger diameter than rear Bohrung. Die both bores becomes only with a drilling operation with a step drill, which has the various diameters, manufactured. Each bone screw 1 becomes then with its second, a smaller core diameter d2 17 exhibiting shaft portion 7 by the larger bore in the piece of bone, with the Kieferosteotomie the front fragment, performed. The screw point 11 of the bone screw 1 pivots itself now into the opening of the other piece of bone, here the corpus, smaller in the diameter, whereby with appropriate choice of the length ratios of the two shaft portions simultaneous first, a larger core diameter d1 16 exhibiting shaft portion 6 pivots itself 5 and 7 into the opening of the front fragment larger in the diameter. Pivoting becomes in effective manner 2 supported by the female hexagon 4 of the screw head, into which the operating surgeon can insert a corresponding female hexagon to the safe rotation of the bone screw 1.

The Fig. a bottom view shows 2 to the bone screw 1 after Fig. 1. It is the significant difference of the core diameters d1 16, and/or. d2 17 of the shaft portions 6, and/or. 7 more recognizable, whereby the core diameter d2 17 of the second shaft portion is smaller 7 together with the outer diameter D2 19 of the ribs of the external thread 14 as the core diameters d1 16 of the first shaft portion 6.

The Fig. a plan view shows 3 to the bone screw 1 after Fig. 1, in which the screw head is 2.4 shown with the female hexagon.

The bone screw 1 in accordance with the Fig. 1 - 3 is more insertable with a variety of indications. In addition the use belongs with the fixation of pieces of fracture, e.g. beside the Verkürzungs and Verlängerungsosteotomie. with fractures and bad positions of extremities.

An other preferred embodiment of the bone screw according to invention 1 becomes appended on the basis the Fig. 4 and 5 described. In Fig. 4 represented bone screw 1 essentially consists of the screw head 2, the shaft 5 and the screw point 11. The shaft 5 has a head-lateral, smooth shaft portion 20 and a pointed-lateral portion 6,7 provided with a thread. The latter consists for his part of a 70 mm prolonged, head-lateral shaft portion 6 with a core diameter d1 of 4.65 mm and a 20 mm prolonged, pointed-lateral shaft portion 7 with a core diameter d2 of 4.60 mm, whereby the two shaft portions 6 and 7 provided with a thread are by a transition region 13 with itself conical tapering diameter connected with one another. The conical transition region 13 exhibits a length of 5 mm with this embodiment and takes on this distance continuous from the core diameter d1 to the core diameter d2, i.e. of 4.65 to 4.60 mm, off. The transition region 13 is in a distance of 20 mm of the screw point 11 mounted.

The major diameter of thread D2 19 of the pointed-lateral second shaft portion 7 provided with a thread and the diameter DS 21 of the smooth shaft portion 20 measure both 5.0 mm. The pointed-lateral, a thread supporting shaft portion 7 possesses a slope of 1.75 mm.

The screw point 11 of the bone screw 1 is cutting formed radial gumption slots 22 distributed several in form over the circumference; it can be also as Trokarspitze formed. These cut means serve for it the bore in the bone exact on the core diameter of the bone screw 1 to expand and the additional thread in the bones to cut. From this reasons the diameter of the core hole drilling can be smaller in the bone slight, without it comes with the implantation of the bone screw 1 to an unintentional radial bias. If for the core hole drilling of the accurate core hole diameters drilled became, the risk would exist that the surgeon ends by inaccurate drilling with a too large hole diameter. The use of an oversized core hole diameter and the cutting screw point 11 have the additional advantage that a so called "reamer effect" becomes achieved. The "reamer effect" consists of the fact that the bore treated by means of this cutting screw point 11 corresponds to the exact required output diameter for the subsequent radial bias in the close Kortikalis.

As in Fig. 5 indicated setting the bone screw according to invention 1 is done via unique drilling out of the tube bone of 23.24 with a common drill of 4.5 mm diameters, which according to experience a borehole diameter of 4.55 mm of generated. Into this bore hole now the bone screw 1 with the conventional for this provided instruments with their pointed-lateral shaft portion 7 of the threaded portion becomes 6.7 introduced. Since the core diameter d2 17 of the pointed-lateral shaft portion 7 of the threaded portion amounts to 6.7 only 4.60 mm, generated does not become in the rear Kortikalis 23 practical radial bias.

Only if the head-lateral shaft portion 6 of the threaded portion 6.7 with the core diameter d1 16 over the conical transition portion 13 into the front Kortikalis 24 is pivoted, a made radial bias around the amount of 0.05 mm and it results finally a situation as in Fig. 5 shown.

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

1. Bone screw (1) with a screw head (2), a screw point (11) and at least partly a shaft (5), provided with a thread (8,14), characterised in that
 - A) the portion (6,7) of the shaft (5), provided with a thread, a head-lateral, essentially cylindrical, first shaft portion (6) with the core diameter d1 (16) and over a pointed-lateral, second shaft portion (7) with a smaller core diameter d2 (17), subsequent to the first shaft portion (6), it has and that
 - B) the thread (8,14) in the two shaft portions (6,7) the same slope (10,12) exhibits.
2. Bone screw (1) according to claim 1, characterised in that between the two shaft portions (6,7) a transition region (13) disposed is.
3. Knochenschraube (1) according to claim 2, characterised in that the transition region (13) of the core diameter d1 (16) to the core diameter d2 (17) steady tapered and preferably conical formed is.
4. Bone screw (1) according to claim 2 or 3, characterised in that the transition region (13) short or a same thread (10,12) of the thread (8,14) is.
5. Bone screw (1) according to claim 2 or 3, characterised in that the transition region (13) a length between 3 and 7 mm, preferably between 4 and 6 mm exhibits.
6. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 5, characterised in that the thread (8,14) formed is cutting.
7. Knochenschraube (1) after one of the claims 1 to 6, characterised in that of the outer diameters (19) of the ribs of the external thread (14) of the second shaft portion (7) as the core diameters (16) of the first shaft portion (6) is smaller.
8. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 7, characterised in that the shaft (5) one head-laterally at its portion (6,7), provided with a thread, subsequent, smooth, third shaft portion (20) has.
9. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 7, characterised in that the ratio d1-d2/d2 between 0,004 and 0,020, preferably between 0,008 and 0,012 lies.
10. bone screw (1) according to claim 8 or 9, characterised in that the second shaft portion (7) a major diameter of thread D2 possesses, which corresponds to the diameter DS (21) of the third shaft portion (20).
11. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 10, characterised in that the screw point (11) cutting formed is, preferably in form of a trocar or or several radial gumption slots (22), distributed over the circumference.
12. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 11, characterised in that the ratio between core diameters d2 (17) and outer diameter D2 (19) of the second shaft portion (7) in the range between 0,89 and 0,95, preferably between 0,91 and 0,93 lies.
13. Bone screw (1) after one of the claims 2 to 12, characterised in that the transition region (13) in a distance of 15 - 25 mm, preferably of 18 - 22 mm of the screw point (11) mounted is.
14. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 13, characterised in that the first shaft portion (6) of the shaft (5) a length between 60 to 80 mm, preferably between 65 to 75 mm exhibits.
15. Bone screw (1) after one of the claims 1 to 14, characterised in that the slope of the thread (12) of the thread (14) of the second shaft portion (7) within the range of 1,5 to 2 mm, preferably between 1,7 to 1.8 mm, lies.



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



Veröffentlichungsnummer: **0 491 211 A1**

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

Anmeldenummer: 91120646.4

Int. Cl. 5: **A61B 17/58**

Anmeldetag: 30.11.91

Priorität: 19.12.90 DE 9017101 U

Veröffentlichungstag der Anmeldung:
24.06.92 Patentblatt 92/26

Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE FR GB LI

Anmelder: **Synthes AG Chur**
Grabenstrasse 15
CH-7002 Chur(CH)

Erfinder: **Frigg, Robert**
Scaletta-Strasse 8
CH-7270 Davos-Platz(CH)

Erfinder: **Perren, Stephan**
Dischmastrasse 22
CH-7260 Davos-Dorf(CH)
Erfinder: **Allgöwer, Martin, c/o Soc. Int. de
Chirurgie**
Hauptstrasse 63
CH-4153 Reinach(CH)
Erfinder: **Gisin, Paul**
Brestenbergweg 7
CH-4437 Waldenburg(CH)

Vertreter: **Lusuardi, Werther Giovanni, Dr.**
Dr. Lusuardi AG, Kreuzblühstrasse 8
CH-8008 Zürich(CH)

Knochenschraube.

Die Knochenschraube (1) weist einen Schraubenkopf (2), eine Schraubenspitze (11) und einen mit einem Gewinde (8,14) versehenen Schaft (5) auf. Der mit einem Gewinde versehene Abschnitt (6,7) des Schaftes (5) verfügt über einen kopfseitigen, im wesentlichen zylindrischen, ersten Schaftabschnitt (6) mit dem Kerndurchmesser d_1 (16) und über einen spitzenseitigen, an den ersten Schaftabschnitt (6) anschliessenden, zweiten Schaftabschnitt (7) mit einem kleineren Kerndurchmesser d_2 (17). Das Gewinde (8,14) in den beiden Schaftabschnitten (6,7) weist die gleiche Steigung (10,12) auf.

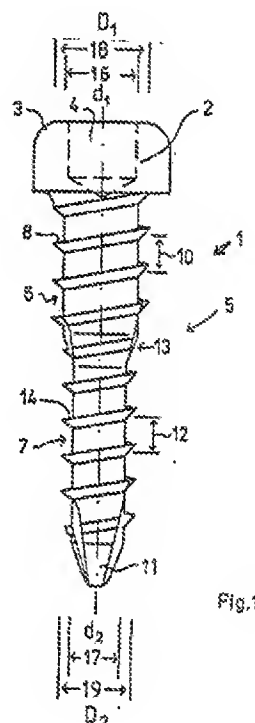


Fig.1

EP 0 491 211 A1

Die Erfindung bezieht sich auf eine Knochenschraube gemäss dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Knochenschrauben der genannten Gattung haben grundsätzlich zwei Indikationen.

Die erste Indikation betrifft die Halterung zweier Knochenfragmente in einer vorbestimmten anatomischen Lage zueinander, im speziellen bei der Verkürzungs- und Verlängerungsosteotomie. Bei dieser ersten Indikation wird die Knochenschraube allein verwendet.

Die zweite Indikation betrifft die Verankerung von externen Fixationselementen im Knochen, z.B. bei der Anwendung eines Fixateur externe in der Osteosynthese. Bei dieser zweiten Indikation werden die Knochenschrauben, in Form einer Schanzschen Schraube, innerhalb eines Rahmens aus einem oder mehreren Längsträgern verwendet.

Bei der ersten Indikation, beispielsweise bei unterentwickeltem Untergesicht eines Patienten wird, z.B. durch Spaltung und Fragmentverschiebung des Unterkiefers eine operative Verlängerung des Unterkiefers angestrebt, die einen normalen Zahnüberbiss gestattet. Hierfür wird ein Okklusionsschlüssel als Führungs- und Positionsschiene für die Einstellung des Corpus- und Frontsegmentes des Kiefers eingesetzt. Die Fragmente werden dann mit jeweils mehreren, vorzugsweise drei Zugschrauben fixiert.

Bei der Verwendung üblicher Knochenschrauben treten Zugkräfte auf, die ein genaues Einhalten der operativ vorbestimmten anatomischen Lage der Knochenstücke zueinander verhindern. Gleichzeitig ist z.B. bei der Korrektur der Unterkieferfeststellung nur der Einsatz von zwei haltenden Zugschrauben auf der Zugseite der Linea obliqua möglich, wobei eine, die relative Lage der Bruchstücke zueinander besser definierende und gleichzeitig haltende dritte Knochenschraube nur marginal applizierbar ist. Dadurch ist z.B. bei der Unterkieferosteotomie eine stabile Lage der Fragmentstücke zueinander nicht gewährleistet. Dieselben Nachteile bekannter Knochenschrauben treten natürlich auch bei anderen Indikationen auf, bei denen zwei Knochenfragmente zumeist ohne direkten körperlichen Kontakt zueinander fixiert werden müssen.

Bei der zweiten Indikation wird die erfindungsgemäss Knochenschraube in Form einer Schanzschen Schraube verwendet, welche der Verankerung der externen Fixationselemente im Knochen dienen. Die Schanzschen Schrauben werden durch kleine Stichinzisionen von aussen durch die Haut und durch die Weichteile in den Knochen eingebracht. Das Gewinde der Schanzschen Schrauben verhindert das axiale Verschieben derselben in der Knochenbohrung. Am normalerweise glatten Schaft der Schanzschen Schraube wird das eigentliche Fixationselement, der Fixateur externe, montiert.

Das Hauptgebiet dieser zweiten Indikation ist dasjenige der offenen Frakturen. Diese können nicht mit einer internen Osteosynthese versorgt werden, da die Implantation den Weichteilen zusätzlichen Schaden zufügen würde. Ein Nachteil dieser bekannten Methode ist allerdings die permanente Verbindung des Knochens mit der "Aussenwelt", durch die transkutan applizierten Schanzschen Schrauben. Je länger diese Schanzschen Schrauben im Körper belassen werden, um so höher ist die Gefahr einer sogenannten "Pintrak-Infektion". Eine solche Infektion wird durch die, nicht unter Spannung stehenden Schanzschen Schrauben noch verstärkt, da sie durch Mikrobewegungen eine Knochenresorption hervorrufen. Diese Lockerungen können im Extremfall zu einer Sequesterbildung führen. Klinische Untersuchungen haben gezeigt, dass eine "Pintrak-Infektion" bei guter Verankerung der Schraube im Knochen, sehr selten wäre.

Aus der EP-A2 0 369 266 ist bereits eine Knochenschraube ähnlicher Bauart bekannt, welche zwischen ihrem glatten Schaftteil und ihrem Gewindeteil eine Schulter mit entsprechendem Durchmesseranstieg aufweist, um bei der Implantation im Röhrenknochen eine radiale Vorspannung erzeugen zu können. Nachteilig bei dieser bekannten Knochenschraube ist die Einführung des im Durchmesser erweiterten Schraubenschaftes in die nahe Kortikalis des Röhrenknochens. Wenn das andseitig angebrachte Gewinde in der Gegenkortikalis nicht genügend Halt findet, reicht die Verankerung nicht aus um den konisch sich erweiternden Schraubenschaft in die nahe Kortikalis zu ziehen. Das Gewinde wird in einem solchen Falle ausgerissen und es ist nicht mehr möglich, die Schraube durch axialen Druck in den Knochen einzudrehen. Ein weiteres Problem bei dieser bekannten Schraube liegt in der Einhaltung der Bohrdurchmessertoleranz beim Bohren der nahen Kortikalis. Wenn der Bohrer nicht genügend geführt wird, entsteht eine zu grosse Bohrung, welche nicht genügend radial vorgespannt werden kann.

Hier will die Erfindung Abhilfe schaffen. Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Knochenschraube der eingangs erwähnten Art zu schaffen, bei der für eine erste Indikation die Fixierung zweier Knochenstücke in einer anatomisch vorbestimmten Lage über die Dauer des Heilungsprozesses sicher gewährleistet ist und bei der für eine zweiten Indikation mit nur einem Bohrvorgang unter einer genau kontrollierten radialen Kompression des aufnehmenden Knochengewebes die Knochenschraube fest in eine unterdimensionierte Bohrung, ohne eine Knochenverletzung zu erzeugen, eingeschraubt werden kann, wobei auch unter zusätzlichen, funktionellen Belastungen der radiale Pressitz über den gesamten Umfang beibehalten

wird.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform für die erste Indikation (gemäss den Fig. 1 - 3) ist der Aussendurchmesser der Rippen des Aussengewindes des zweiten, vorderen Schaftabschnittes kleiner als der Kerndurchmesser des ersten, hinteren Schaftabschnittes.

Dadurch, dass die Knochenschraube zwei mit einem Gewinde versehene Abschnitte aufweist, welche einen unterschiedlichen Kerndurchmesser aufweisen, ist die Schraube in zwei Fragmentstücken verankerbar, die eine Öffnung mit an den jeweiligen Schaftbereich angepassten Durchmesser aufweisen. Der beim Einschrauben vorbestimmte, anatomische Abstand der beiden Fragmente voneinander bleibt beim Einschrauben der Knochenschraube erhalten. Somit wird ein sich zwischen den Knochenstücken bestehender knochentreier Hohlraum sicher überbrückt. Der Übergangsbereich ist bei dieser Ausführungsform vorzugsweise kürzer oder gleich einem Gewindegang des Gewindes, welches zweckmässigerweise selbstschneidend ausgebildet ist, so dass der Operateur die Knochenschraube nach dem Setzen der notwendigen Bohrung direkt einsetzen kann.

Vorteilhafterweise ist zwischen den beiden, ein Gewinde aufweisenden Schaftabschnitten ein Übergangsbereich angeordnet, der sich vorzugsweise stetig verjüngt, z.B. in Form eines Konus.

Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform für die zweite Indikation (gemäss den Fig. 4/5) verfügt der Schaft über einen zusätzlichen, kopfseitig an seinem mit einem Gewinde versehenen Abschnitt anschliessenden, glatten, dritten Schaftabschnitt. Bei dieser Ausführungsform beträgt die Länge des Übergangsbereiches vorteilhafterweise 3 bis 7 mm, vorzugsweise 4 bis 6 mm. Da die Bruchdehnung des Knochens bei etwa 2 - 3 % liegt, sollten die Dimensionen des Übergangsbereiches bei dieser Ausführungsform derart gewählt werden, dass das Verhältnis $d_1 \cdot d_2 / d_2$ zwischen 0,004 und 0,020, vorzugsweise zwischen 0,008 und 0,012 liegt. Damit kann eine optimale Pressung des Knochenmaterials erreicht werden.

Zweckmässigerweise besitzt der zweite, spitzenseitige Schaftabschnitt einen Gewindeaussendurchmesser D_2 , der dem Durchmesser D_3 des dritten, kopfseitigen Schaftabschnittes entspricht. Im weiteren ist die Schraubenspitze vorzugsweise selbstschneidend ausgebildet, z.B. in Form eines Trokars oder einer oder mehrerer radial über den Umfang verteilten Schneidnuten. Das Gewinde der Knochenschraube ist zweckmässigerweise derart dimensioniert, dass das Verhältnis zwischen Kerndurchmesser d_2 und Aussendurchmesser D_2 des zweiten Schaftabschnittes im Bereich zwischen 0,89 und 0,95, vorzugsweise zwischen 0,91 und 0,93 liegt.

Um zu verhindern, dass gleichzeitig der spitzenseitige Abschnitt des Gewindeteils in der hinteren Kortikalis und das Übergangsteil in der vorderen Kortikalis zur Wirkung kommen, wodurch man die Kontrolle beim Eindrehen der Knochenschraube verlieren würde, ist es vorteilhaft den Übergangsbereich in einem Abstand von 15 - 25 mm, vorzugsweise von 18 - 22 mm von der Schraubenspitze anzubringen; seine Länge hängt von den absoluten Dimensionen der Knochenschraube ab und liegt typischerweise zwischen 3 und 7 mm, vorzugsweise zwischen 4 und 6 mm.

Die Länge des ersten Schaftabschnittes des Schaftes hängt ebenfalls von den absoluten Dimensionen der Knochenschraube ab und liegt typischerweise zwischen 60 bis 80 mm, vorzugsweise zwischen 65 bis 75 mm. Die Steigung des Gewindeganges des Gewindes des zweiten Schaftabschnittes liegt vorteilhafterweise im Bereich von 1,5 bis 2 mm, vorzugsweise zwischen 1,7 bis 1,8 mm.

Die durch die Ausführungsform gemäss den Fig. 4 und 5 erreichten Vorteile sind im wesentlichen darin zu sehen, dass dank der geringfügig unterschiedlichen Dimensionierung des Kerndurchmessers des mit einem Gewinde versehenen Schaftabschnittes eine erwünschte radiale Vorspannung in der Knochenbohrung erzeugt wird, welche auch bei zusätzlichen, funktionellen Belastungen der erfindungsgemässen Knochenschraube mindestens teilweise aufrechterhalten bleibt, so dass keine Lockerungen und dadurch bedingte Resorptionen des Knochengewebes auftreten; im weiteren muss nur noch ein einziger gängiger Bohrer verwendet werden um den zweistufigen Kern des Gewindeteils der erfindungsgemässen Knochenschraube fest mit einer radialen Vorspannung, aber ohne Knochenverletzung in die Knochenbohrung eindrehen zu können. Da die radiale Vorspannung bei der erfindungsgemässen Knochenschraube in Form eines überdimensionierten Gewindes durchgeführt wird ist deren Höhe über den Kerndurchmesser des Gewindes genau definiert.

Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine Seitenansicht einer Knochenschraube;

Fig. 2 eine Unteransicht auf die Knochenschraube nach Fig. 1;

Fig. 3 eine Draufsicht auf die Knochenschraube nach Fig. 1;

Fig. 4 einen Längsschnitt durch bevorzugte Ausführungsform der erfindungsgemässen Knochenschraube; und

Fig. 5 einen Längsschnitt durch die in einem Röhrenknochen implantierte Knochenschraube gemäss Fig. 4.

Die Fig. 1 zeigt schematisch in einer Seitenan-

sicht eine Knochenschraube 1 zur Fixierung von zwei Knochenfragmenten. Dabei kann die Knochenschraube 1 insbesondere bei der operativen Verlängerung oder Verkürzung z.B. des Unterkiefers oder bei der Verlängerung von Gliedmassen eingesetzt werden. Die Knochenschraube 1 verfügt über einen Schraubenkopf 2, der in einer vorteilhaften Ausgestaltung abgerundete Ecken 3 aufweist. Ferner ist in dem Schraubenkopf 2 ein Innensechskant 4 vorgesehen, in den der operierende Arzt ein Werkzeug zur leichten Fixierung der Knochenschraube 1 einsetzen kann.

Die Knochenschraube 1 verfügt über einen Schaft 5, der zwei Schaftabschnitte 6 und 7 aufweist. Der direkt an den Schraubenkopf 2 anschliessende erste Schaftabschnitt 6 ist im wesentlichen kreiszylindrisch mit einem konstanten Kerndurchmesser d_1 16 ausgestaltet. Der Kerndurchmesser d_1 16 des ersten Schaftabschnittes 6 beträgt bei der für eine Kieferosteotomie vorgesehenen Knochenschraube 1 z.B. 9 Millimeter. Der Schaftabschnitt 6 verfügt über ein Aussengewinde 8 mit gleichmässigem Gewindegang 10. Das in der Fig. 1 mit drei Windungen dargestellte Aussengewinde 8 des Schaftabschnittes 6 kann bei Knochenschrauben 1 für andere Anwendungen auch eine Vielzahl von Windungen umfassen.

Der an den ersten Schaftabschnitt 6 anschliessende kreiszylindrische, zweite Schaftabschnitt 7 verfügt über einen im wesentlichen konstanten Kerndurchmesser d_2 17. Der zweite, bis zum Schraubenende 11 reichende Schaftabschnitt 7 weist einen kleineren Kerndurchmesser d_2 17 als der Kerndurchmesser d_1 16 des ersten Schaftabschnittes 6 auf. Der Kerndurchmesser d_2 17 des zweiten Schaftabschnittes 7 beträgt bei einem Einsatz der Knochenschraube 1 in der Kieferosteotomie z.B. 6 Millimeter und ist damit um einen Drittel kleiner als der Kerndurchmesser d_1 16 des ersten Schaftabschnittes 6.

Der zweite Schaftabschnitt 7 verfügt über ein Aussengewinde 14, das je nach Länge des zweiten Schaftabschnittes 7 über mehr oder weniger als die fünf dargestellten Windungen 14 mit gleichmässigem Gewindegang 12 verfügen kann. Insbesondere ist der Kerndurchmesser d_2 17 des zweiten Schaftabschnittes 7 zusammen mit den Rippen des Aussengewindes 14 kleiner als der reine Kerndurchmesser d_1 16 des ersten Schaftabschnittes 6, so dass der zweite Schaftabschnitt 7 ohne Berührung von Bohrwänden durch eine für den ersten Schaftabschnitt 6 vorgesehene Bohrung in einem Knochenfragment hindurchführbar ist.

Der Gewindegang 12 des Aussengewindes 14 des zweiten Schaftabschnittes 7 ist gleich dem Gewindegang 10 des ersten Schaftabschnittes 6. Der Übergangsbereich 13 zwischen dem ersten und dem zweiten Schaftabschnitt 6, bzw. 7 weist

eine möglichst geringe Höhe auf, die vorteilhafterweise unter der Höhe eines Gewindeganges 10 oder 12 liegt.

Im folgenden wird ein operativer Eingriff mit einem Einsatz von Knochenschrauben 1 gemäss Fig. 1 bei einer Osteotomie zur Unterkieferverlängerung beschrieben. In einer solchen Operation wird der Knochen des Unterkiefers beidseitig gespalten. Anschliessend bringt der Operateur in beide Knochenstücke des Corpus und des Vorderfragmentes jeweils zwei oder drei Bohrungen ein, deren Achsen bei anatomisch richtiger Lagerung der Knochenfragmente miteinander fluchten. Dies führt zu einem zu überbrückenden Hohlraum zwischen den Knochenfragmenten untereinander.

Die einander zugeordneten Bohrungen werden derart ausgestaltet, dass sie unterschiedliche Durchmesser aufweisen. Dabei hat die vordere Bohrung einen grösseren Durchmesser als die hintere Bohrung. Die beiden Bohrungen werden nur mit einem Bohrvorgang mit einem Stufenbohrer, der die verschiedenen Durchmesser hat, hergestellt.

Jede Knochenschraube 1 wird dann mit ihrem zweiten, einen geringeren Kerndurchmesser d_2 17 aufweisenden Schaftabschnitt 7 durch die grössere Bohrung in dem einen Knochenstück, bei der Kieferosteotomie dem Vorderfragment, durchgeführt. Die Schraubenspitze 11 der Knochenschraube 1 dreht sich nun in die im Durchmesser kleinere Öffnung des anderen Knochenstückes, hier dem Corpus, ein, wobei sich bei geeigneter Wahl der Längenverhältnisse der beiden Schaftabschnitte 6 und 7 gleichzeitig der erste, einen grösseren Kerndurchmesser d_1 16 aufweisende Schaftabschnitt 6 in die im Durchmesser grössere Öffnung des Vorderfragmentes eindrehet. Das Eindrehen wird in wirkungsvoller Weise durch den Innensechskant 4 des Schraubenkopfes 2 unterstützt, in den der Operateur einen entsprechenden Innensechskant zum sicheren Verdrehen der Knochenschraube 1 einsetzen kann.

Die Fig. 2 zeigt eine Unteransicht auf die Knochenschraube 1 nach Fig. 1. Es ist deutlich der Unterschied der Kerndurchmesser d_1 16, bzw. d_2 17 der Schaftabschnitte 6, bzw. 7 erkennbar, wobei der Kerndurchmesser d_2 17 des zweiten Schaftabschnittes 7 zusammen mit dem Aussendurchmesser D_2 19 der Rippen des Aussengewindes 14 kleiner als der Kerndurchmesser d_1 16 des ersten Schaftabschnittes 6 ist.

Die Fig. 3 zeigt eine Draufsicht auf die Knochenschraube 1 nach Fig. 1, in welcher der Schraubenkopf 2 mit dem Innensechskant 4 dargestellt ist.

Die Knochenschraube 1 gemäss den Fig. 1 - 3 ist bei einer Vielzahl von Indikationen einsetzbar. Dazu gehört neben der Verkürzungs- und Verlängerungsosteotomie der Einsatz bei der Fixierung

von Knochenbruchstücken, z.B. bei Brüchen und Fehlstellungen von Extremitäten.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform der erfindungsgemässen Knochenschraube 1 wird nachstehend anhand der Fig. 4 und 5 beschrieben. Die in Fig. 4 dargestellte Knochenschraube 1 besteht im wesentlichen aus dem Schraubenkopf 2, dem Schaft 5 und der Schraubenspitze 11. Der Schaft 5 verfügt über einen kopfseitigen, glatten Schaftabschnitt 20 und einen spitzenseitigen mit einem Gewinde versehenen Abschnitt 6,7. Letzterer besteht seinerseits aus einem 70 mm langen, kopfseitigen Schaftabschnitt 6 mit einem Kerndurchmesser d_1 von 4,65 mm und einem 20 mm langen, spitzenseitigen Schaftabschnitt 7 mit einem Kerndurchmesser d_2 von 4,60 mm, wobei die beiden mit einem Gewinde versehenen Schaftabschnitte 6 und 7 durch einen Übergangsbereich 13 mit sich konisch verjüngendem Durchmesser miteinander verbunden sind. Der konische Übergangsbereich 13 weist bei dieser Ausführungsform eine Länge von 5 mm auf und nimmt auf dieser Strecke kontinuierlich vom Kerndurchmesser d_1 zum Kerndurchmesser d_2 , d.h. von 4,65 auf 4,60 mm, ab. Der Übergangsbereich 13 ist in einem Abstand von 20 mm von der Schraubenspitze 11 angebracht. Der Gewindeaussendurchmesser D_2 19 des spitzenseitigen, mit einem Gewinde versehenen zweiten Schaftabschnitts 7 und der Durchmesser D_1 21 des glatten Schaftabschnitts 20 messen beide 5,0 mm. Der spitzenseitige, ein Gewinde tragender Schaftabschnitt 7 besitzt eine Steigung von 1,75 mm.

Die Schraubenspitze 11 der Knochenschraube 1 ist selbstschneidend ausgebildet in Form mehrerer radial über den Umfang verteilten Schneidnuten 22; sie kann auch als Trokarspitze ausgebildet sein. Diese Schneidmittel dienen dazu die Bohrung im Knochen exakt auf den Kerndurchmesser der Knochenschraube 1 auszuweiten und zusätzlich das Gewinde in den Knochen zu schneiden. Aus diesem Grunde kann der Durchmesser der Kernlochbohrung im Knochen geringfügig kleiner sein, ohne dass es bei der Implantation der Knochenschraube 1 zu einer unbeabsichtigten radialen Vorspannung kommt. Wenn für die Kernlochbohrung der genaue Kernlochdurchmesser gebohrt würde, bestünde die Gefahr, dass der Chirurg durch ungenaues Bohren mit einem zu grossen Bohrdurchmesser endet. Die Verwendung eines überdimensionierten Kernlochdurchmessers und die selbstschneidende Schraubenspitze 11 haben den zusätzlichen Vorteil, dass ein sogenannter "Reibahlen-Effekt" erzielt wird. Der "Reibahlen-Effekt" besteht darin, dass die mittels dieser selbstschneidenden Schraubenspitze 11 behandelte Bohrung in der nahen Kortikalis, exakt dem geforderten Ausgangsdurchmesser für die nachfolgende radiale Vorspannung entspricht.

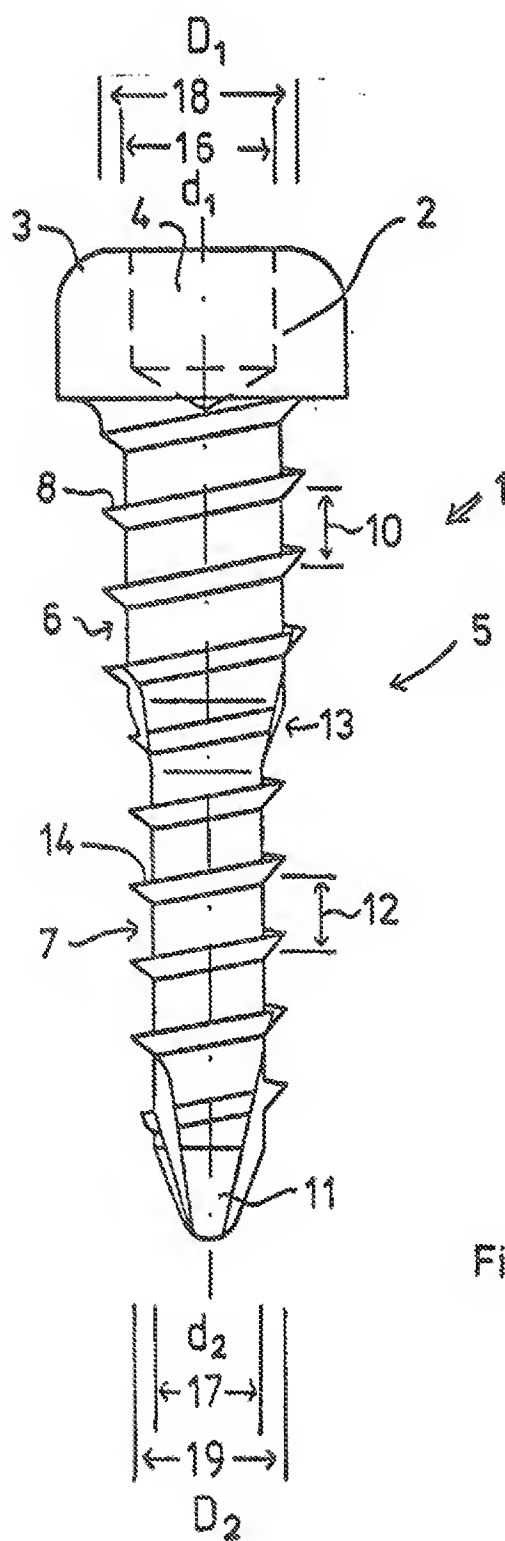
Wie in Fig. 5 angedeutet geschieht das Setzen der erfindungsgemässen Knochenschraube 1 durch ein einmaliges Aufbohren des Röhrenknochens 23,24 mit einem gängigen Bohrer von 4,5 mm Durchmesser, was erfahrungsgemäss einen Bohrl Lochdurchmesser von 4,55 mm erzeugt. In dieses Bohrl Loch wird nun die Knochenschraube 1 mit den üblichen hierzu vorgesehen Instrumenten mit ihrem spitzenseitigen Schaftabschnitt 7 des Gewindeteils 6,7 eingeführt. Da der Kerndurchmesser d_2 17 des spitzenseitigen Schaftabschnitts 7 des Gewindeteils 6,7 lediglich 4,60 mm beträgt, wird in der hinteren Kortikalis 23 praktisch keine radiale Vorspannung erzeugt.

Erst wenn der kopfseitige Schaftabschnitt 6 des Gewindeteils 6,7 mit dem Kerndurchmesser d_1 16 über den konischen Übergangsteil 13 in die vordere Kortikalis 24 eingedreht wird, erfolgt eine radiale Vorspannung um den Betrag von 0,05 mm und es ergibt sich schliesslich eine Situation wie in Fig. 5 dargestellt.

Patentansprüche

1. Knochenschraube (1) mit einem Schraubenkopf (2), einer Schraubenspitze (11) und einem mindestens teilweise mit einem Gewinde (8,14) versehenen Schaft (5), dadurch gekennzeichnet, dass
 - A) der mit einem Gewinde versehene Abschnitt (6,7) des Schaftes (5) über einen kopfseitigen, im wesentlichen zylindrischen, ersten Schaftabschnitt (6) mit dem Kerndurchmesser d_1 (16) und über einen spitzenseitigen, an den ersten Schaftabschnitt (6) anschliessenden, zweiten Schaftabschnitt (7) mit einem kleineren Kerndurchmesser d_2 (17) verfügt und dass
 - B) das Gewinde (8,14) in den beiden Schaftabschnitten (6,7) die gleiche Steigung (10,12) aufweist.
2. Knochenschraube (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen den beiden Schaftabschnitten (6,7) ein Übergangsbereich (13) angeordnet ist.
3. Knochenschraube (1) nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass sich der Übergangsbereich (13) vom Kerndurchmesser d_1 (16) zum Kerndurchmesser d_2 (17) hin stetig verjüngt und vorzugsweise konisch ausgebildet ist.
4. Knochenschraube (1) nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Übergangsbereich (13) kürzer oder gleich einem Gewindengang (10,12) des Gewindes (8,14) ist.

5. Knochenschraube (1) nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Übergangsbereich (13) eine Länge zwischen 3 und 7 mm, vorzugsweise zwischen 4 und 6 mm aufweist.
6. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Gewinde (8,14) selbstschneidend ausgebildet ist.
7. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Aussendurchmesser (19) der Rippen des Aussengewindes (14) des zweiten Schaftabschnittes (7) kleiner als der Kerndurchmesser (15) des ersten Schaftabschnittes (6) ist.
8. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Schaft (5) über einen kopfseitig an seinem mit einem Gewinde versehenen Abschnitt (6,7) anschließenden, glatten, dritten Schaftabschnitt (20) verfügt.
9. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis $d_1 - d_2 / d_2$ zwischen 0,004 und 0,020, vorzugsweise zwischen 0,008 und 0,012 liegt.
10. Knochenschraube (1) nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass der zweite Schaftabschnitt (7) einen Gewindeaussendurchmesser D_2 besitzt, der dem Durchmesser D_3 (21) des dritten Schaftabschnittes (20) entspricht.
11. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Schraubenspitze (11) selbstschneidend ausgebildet ist, vorzugsweise in Form eines Trokars oder einer oder mehrerer radial über den Umfang verteilten Schneidruten (22).
12. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis zwischen Kerndurchmesser d_2 - (17) und Aussendurchmesser D_2 (19) des zweiten Schaftabschnittes (7) im Bereich zwischen 0,89 und 0,95, vorzugsweise zwischen 0,91 und 0,93 liegt.
13. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 2 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass der Übergangsbereich (13) in einem Abstand von 15 - 25 mm, vorzugsweise von 18 - 22 mm von der Schraubenspitze (11) angebracht ist.
14. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass der erste Schaftabschnitt (6) des Schaftes (5) eine Länge zwischen 60 bis 80 mm, vorzugsweise zwischen 65 bis 75 mm aufweist.
15. Knochenschraube (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Steigung des Gewindeganges (12) des Gewindes (14) des zweiten Schaftabschnittes (7) im Bereich von 1,5 bis 2 mm, vorzugsweise zwischen 1,7 bis 1,8 mm, liegt.



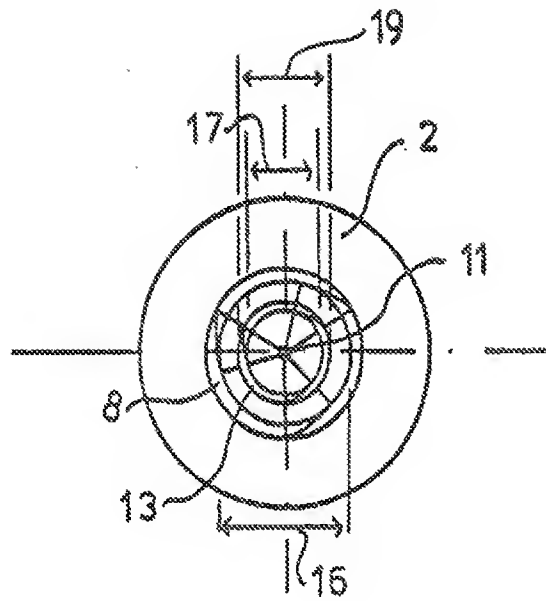


Fig. 2

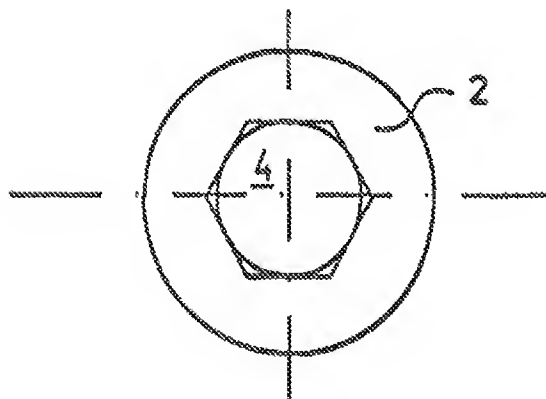


Fig. 3

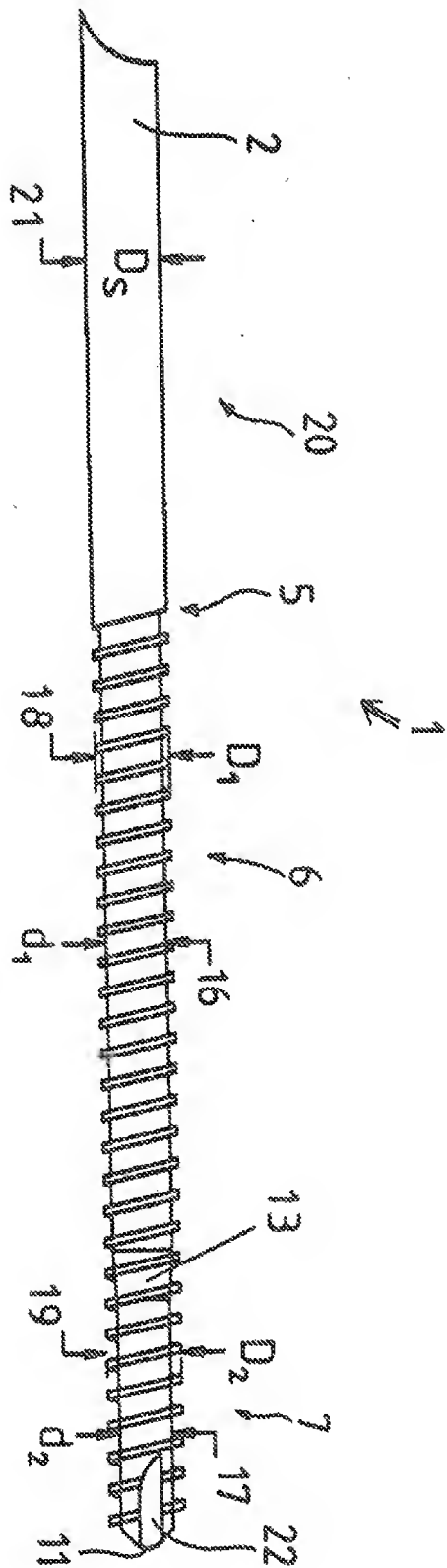


Fig. 4

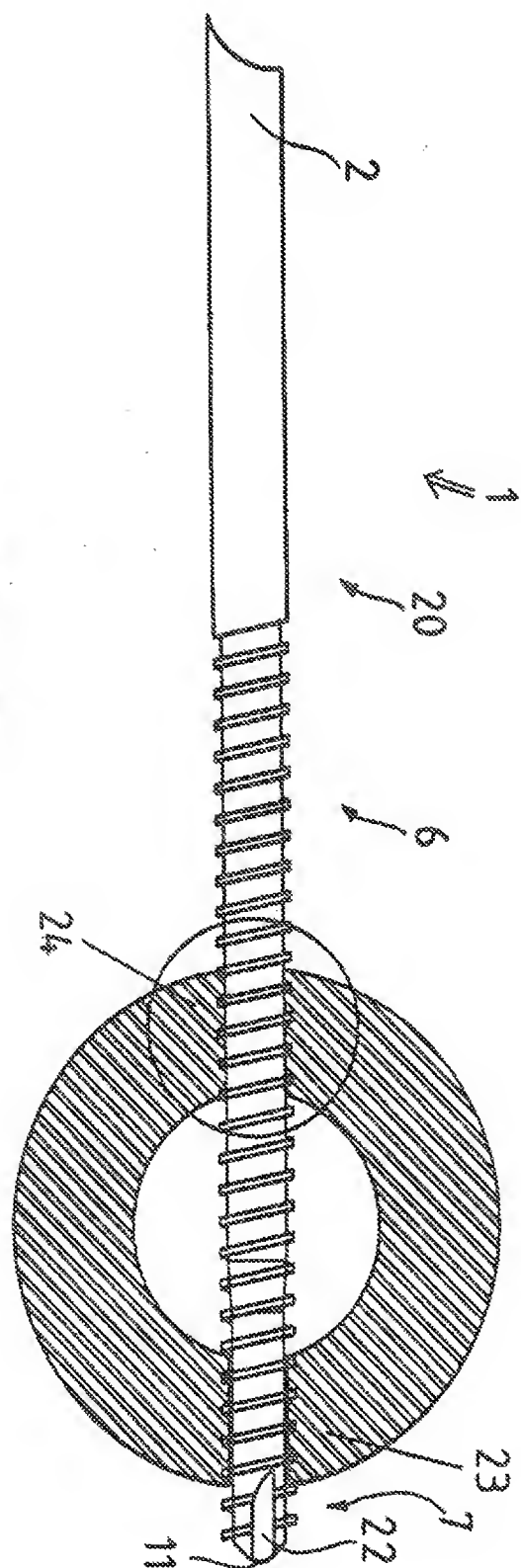


Fig. 5



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 91 12 0646

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der wesentlichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 5)
X	US-A-4 463 753 (R. B. GUSTILLO) * Zusammenfassung * * Spalte 2, Zeile 30 - Zeile 46; Abbildungen 1-2 * -----	1-3, 6-7, 11	AS1817/58
X	WO-A-9 002 526 (AUSTRALIAN DEFENCE INDUSTRIES) * Seite 2, Zeile 17 - Zeile 29; Abbildung 1 * -----	1-2, 4, 8, 10	
X	SOVIET INVENTIONS ILLUSTRATED Section PQ, Week 8735, 9. September 1987 Derwent Publications Ltd., London, GB; Class P31, AN 87-248872/35 & SU-A-1 284 533 (KHARK INSTITUTE OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY) 23. Januar 1987 * Zusammenfassung * -----	1-2, 7-8	
D, A	EP-A-0 369 266 (SYNTHE) * Ansprüche; Abbildungen * -----	1-15	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl. 5)
			AS18 F16B
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschließdatum der Recherche 20 FEBRUAR 1992	Prüfer NICE P.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument ----- & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, Aberrationsdokument	